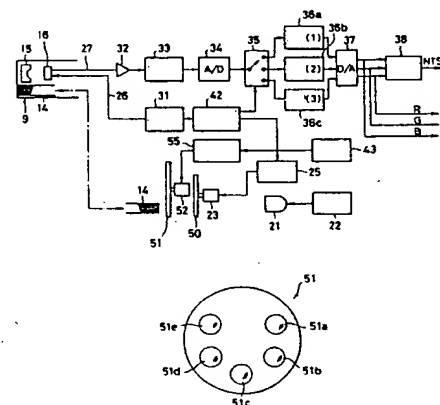


(54) ENDOSCOPE DEVICE

(11) 1-297042 (A) (43) 30.11.1989 (19) JP
 (21) Appl. No. 63-202899 (22) 15.8.1988 (33) JP (31) 88p.26839 (32) 8.2.1988
 (71) OLYMPUS OPTICAL CO LTD (72) KAZUNARI NAKAMURA
 (51) Int. Cl. A61B1/04, G02B23/24

PURPOSE: To selectively obtain the image of a general visible area and an image with a specific wavelength area by inserting and removing a wavelength restricting means into the from an illuminating light path or observing light path in an endoscope having an image-forming optical system.

CONSTITUTION: On the illuminating light path between a rotary filter 50 and a light guide 14 incident edge, a band-pass filter turret 51 is arranged, and for example, five kinds of filters 51a, 51b, 51c, 51d and 51e having band-pass characteristics to be different, respectively, are arranged along a circumference direction. A filter switching device 55 is controlled by a switching circuit 43, and when one among respective filters 51a~51e of the band-pass filter turret 51 is selectively made to intervene in the illuminating light path, the wavelength area of a light transmitted through the rotary filter 50 is restricted by the selected filter. Thus, when the wavelength restricting means is made to retreat from the illuminating light path and observing light path, the color image of the visible area can be obtained, and when the means is inserted, the image with the specific wavelength area can be obtained.



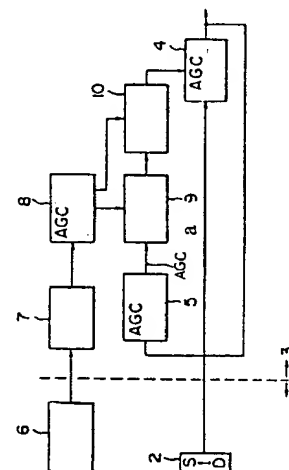
16: solid-state image pickup element, 33: process, 31: driver, 42: timing generator, 36a, b and c: memory (1), (2) and (3), 38: encoder, 25: motor driver, 22: power source

(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE

(11) 1-297043 (A) (43) 30.11.1989 (19) JP
 (21) Appl. No. 63-277794 (22) 1.11.1988 (33) JP (31) 88p.44706 (32) 26.2.1988
 (71) OLYMPUS OPTICAL CO LTD (72) KATSUYOSHI SASAGAWA(7)
 (51) Int. Cl. A61B1/04, G02B23/24

PURPOSE: To prevent a noise from being excessively conspicuous by providing the changing means of the gain variable range of an AGC circuit and the discriminating means of the kind of image pickup means corresponding to the kind of image pickup means.

CONSTITUTION: A video signal photoelectric-converted by a solid-state image pickup element 2 is inputted to an AGC circuit 4, amplified, outputted to a signal processing system, and simultaneously, inputted to an AGC control circuit 5, and a signal to control the gain of the AGC circuit 4 so as to be made into a specified level is generated. The discriminating signal of a discriminating signal generating circuit 6 is discriminated by a discriminating circuit 7, it is inputted to an AGC range switching circuit 8, and control signals are sent to minimum and maximum gain control circuits 9 and 10 in response to the output of the discriminating circuit 7. The control circuits 9 and 10 set the minimum and maximum levels of an AGC control voltage from the AGC control circuit 5 according to an discriminated electronic endoscope 1. By the above-mentioned constitution, a satisfactory image display can be executed.



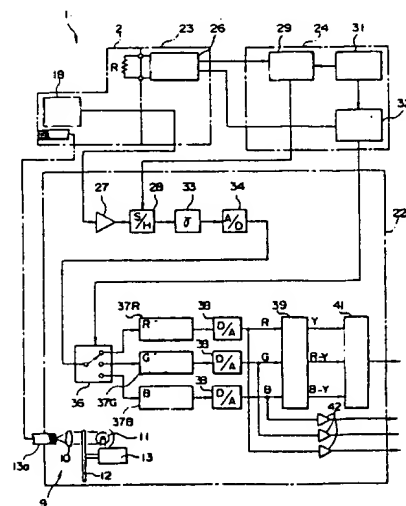
3: signal processing unit, a: AGC control signal

(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE

(11) 1-297044 (A) (43) 30.11.1989 (19) JP
 (21) Appl. No. 63-303410 (22) 30.11.1988 (33) JP (31) 88p.40166 (32) 23.2.1988
 (71) OLYMPUS OPTICAL CO LTD (72) AKINOBU UCHIKUBO(7)
 (51) Int. Cl. A61B1/04, G02B23/24

PURPOSE: To miniaturize a circuit scale and to execute an inexpensiveness by providing a solid-state image pickup element to cause at least one of characteristics on a picture element constitution into the same to at least two image pickup means among plural image pickup means.

CONSTITUTION: For example, for three kinds of solid-state image pickup elements 18a, 18b and 18c provided to an endoscope, a picture element number ratio is detected by a scope discriminating circuit 26, and a control signal to indicate the picture element number ratio is outputted to a sampling pulse generating circuit 29, a memory control circuit 32 and a CCD driver. The CCD driver generates driving pulses in a number adaptive to the number of picture elements, the pulses are impressed to the solid-state image pickup elements 18, and the sampling pulse generating circuit 29 generates a sampling pulse from an electric signal read by the driving pulse. Further, the memory control circuit 32 writes a chrominance signal illuminated by respective color lights to respective frame memories 37R, 37G and 37B. Thus, the changeover of a minimum circuit constant is sufficient, the circuit scale can be miniaturized, and the inexpensiveness can be executed.



31: synchronizing signal generator, 39: matrix, 41: NTSC encoder

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-297044

(43)Date of publication of application : 30.11.1989

(51)Int.Cl.

A61B 1/04
G02B 23/24

(21)Application number : 63-303410

(22)Date of filing : 30.11.1988

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(72)Inventor :
UCHIKUBO AKINOBU
UEHARA MASAO
SUGANO MASAHIDE
SASAKI MASAHIKO
SAITO KATSUYUKI
HASEGAWA JUN
YAMASHITA SHINJI
SASAGAWA KATSUYOSHI

(30)Priority

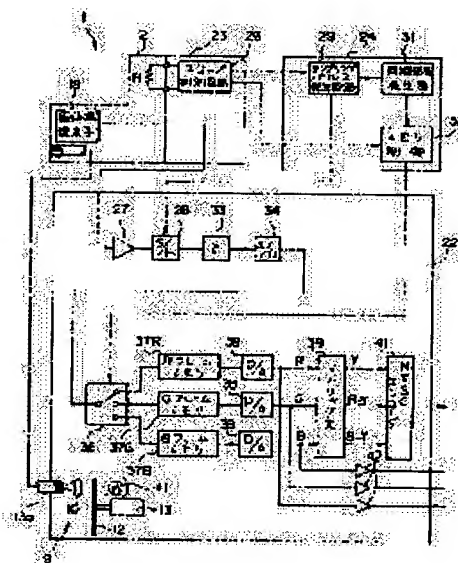
Priority number : 363 4016 Priority date : 23.02.1988 Priority country : JP

(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To miniaturize a circuit scale and to execute an inexpensiveness by providing a solid-state image pickup element to cause at least one of characteristics on a picture element constitution into the same to at least two image pickup means among plural image pickup means.

CONSTITUTION: For example, for three kinds of solid-state image pickup elements 18a, 18b and 18c provided to an endoscope, a picture element number ratio is detected by a scope discriminating circuit 26, and a control signal to indicate the picture element number ratio is outputted to a sampling pulse generating circuit 29, a memory control circuit 32 and a CCD driver. The CCD driver generates driving pulses in a number adaptive to the number of picture elements, the pulses are impressed to the solid-state image pickup elements 18, and the sampling pulse generating circuit 29 generates a sampling pulse from an electric signal read by the driving pulse. Further, the memory control circuit 32 writes a chrominance signal illuminated by respective color lights to respective frame memories 37R, 37G and 37B. Thus, the changeover of a minimum circuit constant is sufficient, the circuit scale can be miniaturized, and the inexpensiveness can be executed.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japanese Patent Office

⑫ 公開特許公報(A)

平1-297044

⑤ Int. Cl.

A 61 B 1/04
G 02 B 23/24

識別記号

370

庁内整理番号

7305-4C
8507-2H

⑬ 公開 平成1年(1989)11月30日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全14頁)

⑭ 発明の名称 電子内視鏡装置

⑮ 特 願 昭63-303410

⑯ 出 願 昭63(1988)11月30日

優先権主張 ⑰ 昭63(1988)2月23日 ⑱ 日本(JP) ⑲ 特願 昭63-40166

⑳ 発 明 者 内 久 保 明 伸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉑ 発 明 者 上 原 政 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉒ 発 明 者 菅 野 正 秀 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉓ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉔ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

電子内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

固体撮像素子を用いた異なる複数の撮像手段と、
前記撮像手段によって得られた電気信号を信号
処理して映像信号を生成する信号処理手段と、
前記映像信号を画像表示する画像表示手段と、
を備えた電子内視鏡装置において、

前記複数の撮像手段のうち、少なくとも2つの
撮像手段に設けられた固体撮像素子の画素構成上
の特質の少なくとも1つを同一としたことを特徴
とする電子内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、複数の内視鏡を使用可能な電子内視
鏡装置に関する。

〔従来の技術と発明が解決しようとする問題点〕

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することに
よって体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて

処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各
種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素
子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案され
ている。

ところで、従来のビデオカメラでは、撮像デバ
イス(固体撮像素子)の画素サイズまたは画素の
画素数(以下、画素構成と記す。)は1種類のみ
であった。

しかし、近年、電子内視鏡において、その観察
部位は益々多岐にわたり、内視鏡に許される外径
もまた、観察部位によって様々である。特に気管
先端部や血管等の極めて径の細い部位を観察しよ
うとする内視鏡に、大腸、小腸等の下部消化器管
用電子内視鏡に用いるような比較的大さい固体撮
像素子を用いたのでは十分な細径化は不可能であ
る。従って、従来のように1種類の固体撮像素子
だけでは様々な観察部位に充分な対応ができない。

そこで観察部位に対応して、大きさの異なる固
体撮像素子を使い分けることになるが、この場合、

固体撮像素子の画素数や感度が異なり、このため補間係数等の回路定数の切換えが必要となったり、自動利得制御回路（以下、AGCと略記す。）による利得の調整が複雑になる。

上記の問題に対処するために特開昭61-179129号公報では内視鏡本体側に、その内視鏡の種類、ホワイトバランス、固体撮像素子の画素数、固体撮像素子の感度等の諸条件情報の記憶手段を設け、内視鏡本体側のコネクタをビデオプロセッサ側のコネクタに接続することによって、ビデオプロセッサ側の読取り装置で諸条件を読取り、その諸条件を制御部に伝送して、自動的に諸条件設定を行うようにした技術が開示されている。

ところが上記従来技術では複数の異なる内視鏡に対応できるように多数の諸条件を記憶させ、更に、多数の諸条件にマッチする調整を自動で行なわせるために回路規模が大きくなり、コストも高くなってしまふという問題があった。

〔発明の目的〕

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであ

第1図ないし第6図は本発明の第1実施例に係り、第1図は固体撮像素子の撮像面の説明図、第2図は映像処理回路の概略図、第3図は電子内視鏡装置全体の説明図、第4図は内視鏡装置のプロック図、第5図は画素構成検知手段の信号発生回路の説明図、第6図は画素構成検知手段の判別回路の説明図である。

第3図において、電子内視鏡装置1は用途の異なる内視鏡2A、2B、2Cと、この内視鏡2（代表して2A、2B、2Cと記す。）が接続可能で内視鏡2に照明光を供給する光源部と内視鏡2から送出される画像信号を信号処理する信号処理部とを有する制御装置3と、この制御装置3から出力される映像信号を画面上に表示するモニター4とから構成されている。

前記各内視鏡2は細長の挿入部6と、この挿入部6の後端側に連設された太径の操作部7と、この操作部7の側部から延設されたライトガイドおよび信号用ケーブル8とを備えている。

前記ライトガイドおよび信号用ケーブル8の後

り、固体撮像素子の画素構成上の特質を2種類以上の固体撮像素子に関して同一にすることにより固体撮像素子の異なる電子内視鏡を用いても最小限の回路定数の切換えで済み、回路規模を小さくでき、且つコストを安価にすることができる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

〔問題点を解決するための手段〕

本発明の電子内視鏡装置は、複数の撮像手段のうち、少なくとも2つの撮像手段に画素構成上の特質の少なくとも1つを同一とした固体撮像素子を備えたものである。

〔作用〕

本発明では、異なる画素数を有する固体撮像素子に互いに画素サイズが同一な画素が設けられている。これらの固体撮像素子から出力される電気信号は画素構成上の特質に関する調整を行なわれて画像表示される。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

端には、ライトガイド用コネクタ15および信号用コネクタ14が設けられており、前記制御装置3のライトガイド用コネクタ受け20と信号用コネクタ受け16に接続されている。

前記制御装置3は信号ケーブル17によって前記モニター4と接続されるようになっている。

第1図は、前記制御装置3に接続できる3種類の内視鏡2A、2B、2Cに設けられた固体撮像素子18a、18b、18c（代表して18と記す。）の撮像面19a、19b、19c（代表して19と記す。）を形成する複数の画素21a、21b、21c（代表して21と記す。）を示す。

前記撮像面19を構成する画素21のそれぞれの大きさは縦方向を $k1$ 、 $l1$ 、 $n1$ とし、横方向を $k2$ 、 $l2$ 、 $n2$ とすれば、 $k1 = k2 = l1 = l2 = n1 = n2$ のようになっている。また、縦方向の画素数をそれぞれ Kv 、 Lv 、 Nv とし、横方向の画素数を Kh 、 Lh 、 Nh とすれば $Kv \neq Lv \neq Nv$ または $Kh \neq Lh \neq Nh$ となっている。

上記の固体撮像素子18によって撮像された被写体像は第2図のように信号処理されるようになっている。

固体撮像素子18によって光電変換された電気信号は映像処理手段22に入力される。また、画素構成検知手段23によって固体撮像素子18の縦横の画素数比を検知するようになっている。この画素構成検知手段23は縦横の画素数比を示す制御信号を映像処理制御手段24に入力し、この制御信号を入力されることによって映像処理制御手段24は固体撮像素子18に適合した同期信号を映像処理手段22に出力するようになっている。映像処理手段22は映像情報を含む電気信号に対して前記同期信号によって映像処理して映像信号を生成してモニタ4に出力するようになっている。

次に、画順次式の映像処理回路を具体的に説明する。

第4図において、制御装置3内には光源部9が設けられている。この光源部9は照明光を発生する光源ランプ11と、この光源ランプ11から出

力された照明光を例えば赤、緑、青の各色光に時系列的に分離する図示しない色分離フィルタを有する回転フィルタ12と、この回転フィルタ12を回転駆動するモータ13と、回転フィルタ12を透過した色光を集光してライトガイド13aの入射端面に照射する集光レンズ10とから構成されている。このライトガイド13aに入射した照明光は内視鏡2に伝送されて被写体を照明する。被写体を照明した光は反射光として固体撮像素子18に入射する。固体撮像素子18の撮像面19に結像した被写体像は光電変換されて電気信号として映像処理手段22に入力される。また、固体撮像素子18は画素構成検知手段23としてのスコープ判別回路26によって縦方向の画素数 K_v 、 L_v 、 N_v と横方向の画素数 K_h 、 L_h 、 N_h とを検知されるようになっている。

画素構成検知手段23を構成するスコープ判別回路26および判別のための信号を出力する回路は第5図および第6図のように構成されている。

第5図に示すように各内視鏡2の信号用コネク

タ14A、14B、14Cにはその内視鏡2の画素数を検知するための信号を出力する2つの端子51、51が設けてあり(他の信号用端子は省略してある。)、制御装置3は2つの端子51、51間の抵抗値をスコープ判別回路26で判別してその判別した結果を前記サンプリングパルス発生回路29に出力するようになっている。

本実施例のように内視鏡2が3種類ある場合は、内視鏡2Aではそのコネクタ14Aの2つの端子51、51が導線52で短絡してあり、内視鏡2Bのコネクタ14Bでは2つの端子51、51は例えば220Ωの抵抗Rで接続され、内視鏡2Cのコネクタ14Cでは2つの端子51、51間はオープン(開放)されて、等価的に無限大の抵抗を接続したものにしている。

一方スコープ判別回路26は第6図に示すように信号用コネクタ受け16の入力端53、53を有し、一方の入力端53は+5Vの電源端に接続され、他方の入力端53はコンパレータ54、55の非反転入力端に接続されると共に、例えば2

20Ωの抵抗Rを介して接地されている。

一方、コンパレータ54の反転入力端には、基準電圧源により、例えば3~4Vの電圧V1が印加され、他方のコンパレータ55の反転入力端には基準電圧源により、例えば1~2Vの電圧V2が印加されている。このように、各コンパレータ54、55の出力端56、56から出力される2ビットの信号が内視鏡2の画素構成に対応して出力される制御信号になる。

この構成では例えば内視鏡2Aのコネクタ14Aが接続されると、制御信号となるコンパレータ54、55の各出力は“H”、“H”になり、内視鏡2Bのコネクタ14Bが接続されると、コンパレータ54、55の出力は“L”、“H”になり、内視鏡2Cのコネクタ14Cが接続されるとコンパレータ54、55の出力は“L”、“L”になる。

スコープ判別回路26は映像処理制御手段24内のサンプリングパルス発生回路29に上記のような画素数比を示す制御信号を入力し、サンプリ

ングパルス発生回路29はサンプリングパルスを発生する。このサンプリングパルス発生回路29は固体撮像素子18に駆動クロックを出力する図示しないCCDドライバを制御する同期信号発生器31より同期信号を入力されるようになっている。この同期信号発生器31はスコープ判別回路26の画素数比に対応する制御信号を入力されるメモリ制御回路32にも同期信号を入力するようになっている。なお、スコープ判別回路26は図示しないCCDドライバに画素数比を示す制御信号を出力するようになっている。

映像処理手段22に入力された電気信号はプリアンプ27によって増幅され、前記サンプリングパルス発生回路29より入力されるサンプリングパルスによってサンプルホールドするサンプルホールド回路28に入力される。

サンプルホールド後、 γ 補正回路33で γ 補正されてA/D変換器34でデジタル信号に変換される。そして、前記メモリ制御回路32の信号によって切換えられるマルチプレクサ36を経てR、

Dドライバは画素数に適合した数の駆動パルスを発生して固体撮像素子18に印加し、サンプリングパルス発生回路29は駆動パルスによって読み出された電気信号から映像成分をサンプルホールドできるタイミングのサンプリングパルスを発生する。更に、メモリ制御回路32は各フレームメモリ37R、37G、37Bに各色光によって照明された色信号を導込む。

上記のように本実施例では、各固体撮像素子18の画素21の縦横方向の大きさを同一としているので、画素の大きさが異なることによって生じる画素の感度に対する利得の調整を行う必要がなく、各固体撮像素子18より出力される電気信号の信号処理は、画素数の変化に対する調整を行うだけで信号処理を行うことができる。

更に、各固体撮像素子18の解像度を一致させることができる。

また、個々の固体撮像素子18について言えば、固体撮像素子18の撮像面19を形成する画素21のサイズが正方形であるために縦方向と横方向

G、Bの面順次照明のもとで撮像された信号はRフレームメモリ37RとGフレームメモリ37GとBフレームメモリ37Bに導込まれる。これら各フレームメモリ37R、37G、37Bに導込まれた信号データは同時に読み出され、それぞれD/A変換器38でアナログ色信号R、G、Bに変換され、マトリックス回路39に出力される一方、3原色信号RGBとしてバッファ42を介してモニタ4に出力されるようになっている。また、マトリックス回路39は輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yを生成してNTSCエンコーダ41に入力し、NTSC方式の複合ビデオ信号をモニタ4に出力するようになっている。

上記のように構成された電子内視鏡装置1の作用を説明する。

固体撮像素子18a、18b、18cはスコープ判別回路26によって画素数比を検知され、この画素数比を示す制御信号をサンプリングパルス発生回路29とメモリ制御回路32と図示しないCCDドライバとに出力する。これによってCC

の画素ピッチがそれぞれ同一となり、1画素に対する縦方向と横方向の解像力が等しくなる。このことは、固体撮像素子18の向きがあらゆる方向に向けられ、被写体の鉛直方向と固体撮像素子18の縦方向が必ずしも一致しない電子内視鏡において、いかなる場合にも表示画像の縦と横の解像力を等しくすることができる。

更に、画素21が正方形であるため被写体の任意の部分の大きさを表示画像上で測定する等の画像処理を施すにも非常に適している。

本実施例では、固体撮像素子18の種類を3種類としているがこれに限定されることなく2種類であっても4種類以上であっても良い。

第7図は本発明の第2実施例に係り、固体撮像素子の撮像面の説明図である。

本実施例は第1実施例で述べた固体撮像素子18a、18bを備えた内視鏡2A、2Bと新たに固体撮像素子18dを備えた内視鏡2Dを加えたものである。この固体撮像素子18dの撮像面19dを形成する画素21dのサイズは縦方向をm

1, 横方向を $m2$ で示し、縦方向の画素数を Mh 、横方向を Mv で示すと $k1 \neq 11 \neq m1 \neq k2 \neq 12 \neq m2$ となっている。なお、各画素数は $Kv \neq Lv \neq Mv$ または $Kh \neq Lh \neq Mh$ となっており、固体撮像素子18dの画素数は $Mh - Mv$ となっている。

第2図により本実施例の映像処理回路を説明する。

前記固体撮像素子18dは、他の固体撮像素子18a、18bとは画素21のサイズが異なるために光電変換される電気信号の信号レベルが異なる。従って、この異なる信号レベルを調整するために映像処理手段22内には自動利得制御回路が設けられている。この自動利得制御回路は、予め画像構成検知手段23によって検知された固体撮像素子18dの感度に対応した制御信号を映像信号処理制御手段24から入力されて、最適利得になるようになっている。信号レベルを調整された電気信号は第1実施例で述べた映像処理回路によって信号処理されモニタ4の画面上に表示される。

固体撮像素子18a、18bの画素数比を $Kv : Lv - Kh : Lh$ としたものであり、縦横の画素数比を同一としている。

第8図において、固体撮像素子18で変換された電気信号はプリアンプ27によって増幅されてデジタル信号に変換されて画像処理手段22に入力されるようになっている。また、固体撮像素子18の画素数は画像構成検知手段23によって検知され、この画素数を示す制御信号を発生して補間係数制御手段48に入力するようになっている。

前記画像処理手段22には、例えば複数のラインメモリから構成される画像蓄積手段46が設けられており、このラインメモリに1ライン毎に書込まれるようになっている。この画像蓄積手段46に書込まれた信号データは読み出されて画像補間手段47に入力され、垂直および水平方向に拡大され補間されるようになっている。この画像補間手段47は前記補間係数制御手段48によって最適な補間係数および拡大率を設定され、画像の拡大率および補間の割合が制御されるようになっ

ようになっている。

上記のように本実施例によれば固体撮像素子18dは他の固体撮像素子18a、18bとは画素の大きさが異なるが縦横の画素数が同一であるために表示画像の縦と横の解像力を等しくできる。

その他の構成、作用および効果は第1実施例と同様である。

なお、本実施例では固体撮像素子18を3種類とし、画素21のサイズを同一とした固体撮像素子18を2種類をしたが、これに限定されることなく同一の固体撮像素子18は2種類以上でも良い。

第8図ないし第11図は本発明の第3実施例に係り、第8図は内視鏡装置のブロック図、第9図は映像処理手段と映像処理制御手段の内部構成のブロック図、第10図は画像拡大部のブロック図、第11図は画像縮小部のブロック図である。

本発明は第1図(a)、(b)と第8図ないし第11図を用いて説明する。

第1図(a)、(b)において、本実施例では

ている。

前記画像補間手段47によって補間および拡大された映像信号は、以下、第1実施例で述べた映像処理回路によって信号処理されてモニタ4の画面上に表示されるようになっている。

本実施例において $Kh > Lh$ とし、大きい固体撮像素子18aを例えば大腸、小腸等の下部消化器観察用として、小さい固体撮像素子18bを血管や気管支等の極めて径の細い部位用とすると、その画素数差はかなり大きくなる可能性がある。従って両者を同一の駆動方法で駆動すると固体撮像素子18aに比べ固体撮像素子18bの画像表示面積は著しく小さくなる可能性がある。そこで、一般的には映像処理手段22内に第8図に示した画像蓄積手段46と画像蓄積手段46からの複数のラインの画素の映像信号を補間する画像補間手段47を設け、画像を拡大する。

電子内視鏡において細径化は最も重要な課題であるが、比較的太い径を許される下部消化器用の固体撮像素子18であっても患者の苦痛軽減のた

めに径を細くしなければならないため必ずしも十分な多面化が計れないのが実状である。従って、電子内視鏡においては多かれ少なかれ電子的に画像拡大する必要性が生じる。この際に補間をしなければモザイク状の画像となってしまうため前述のように補間を施すが複数の固体撮像素子18を使用可能な電子内視鏡装置1においては各固体撮像素子18の縦横の画素数がまちまちでは固体撮像素子18が切替わる毎に縦横独立に拡大率および補間の度合を切換えねばならず非常に煩雑である。ところが本実施例によれば各固体撮像素子18の縦横の画素数比を同一としてために画像の拡大補間が縦横同時で行えるため回路が簡単で且つ安価に構成することができる。

その他の構成、作用および効果は第1実施例と同様である。

なお、本実施例では1組の固体撮像素子18の画素数比を同一としているが、これに限定されることなく2組以上同一としても良い。更に、1組について3種類以上の固体撮像素子18の縦横の

画素数比を同一としても良い。

更に、補間係数制御手段48および映像処理手段22を第9図ないし第11図に示すように構成して画像の拡大だけでなく画像の縮小も行えるようにしてもよい。

第9図において、固体撮像素子18から得られた映像信号は、映像処理手段22に入力される。この入力された映像信号は分岐されて一方は第1の画像拡大部58によって垂直または水平方向に拡大され補間される。この第1の画像拡大部58からの映像信号は第2の画像拡大部59によって、前記第1の画像拡大部58によって拡大された方向に対して垂直方向に拡大され補間される。また、他方の映像信号は第1の画像縮小部61によって垂直または水平方向に縮小される。この第1の画像縮小部61からの映像信号は第2の画像縮小部62によって、前記第1の画像縮小部61によって縮小された方向に対して垂直方向に縮小される。

なお、第1及び第2の画像拡大部58、59と第1及び第2の画像縮小部61、62とは映像処

理手段22を構成している。

第1及び第2の画像拡大部58、59と第1及び第2の画像縮小部61、62は映像処理制御手段24としての拡大・縮小率制御部63に設けられたマスターコントロール64によって、画像の拡大率、補間の割合及び縮小率が制御されるようになっている。マスターコントロール64は固体撮像素子18の画素構成を検知するスコープ判別回路26からの画素構成検知信号を入力されて画像構成に対応した拡大・縮小率制御信号を前画像拡大部58、59及び画像縮小部61、62に送出するようになっている。更に、マスターコントロール64は表示画像拡大・縮小切換手段66より制御信号を入力されるようになっている。この表示画像拡大・縮小切換手段66はプッシュスイッチ等の外部入力手段により、表示画像の大きさを選択できるようになっている。そして、この表示画像拡大・縮小切換手段66からの表示画像拡大・縮小切換信号がマスターコントロール64に入力されるようになっている。前記マスターコント

ロール64は前記スコープ判別回路26からの画素構成検知信号と表示画像拡大・縮小切換手段66からの表示画像拡大・縮小切換信号とを演算して、適切な拡大・縮小率になるように画像拡大部58、59に拡大率制御信号を出力し、あるいは画像縮小部61、62に縮小率制御信号を出力するようになっている。

次に第1の画像拡大部58又は第2の画像拡大部59である画像拡大部の一例を第10図を使って説明する。

この水平画像拡大部は、デジタルの映像信号を入力し、交互に書き込み動作と読み出し動作を切換えられる2つのラインメモリ68、69と、前記ラインメモリ68、69の出力を入力する2つのラッチ71、72と、前記ラッチ71、72の出力を、それぞれ補間係数 α_{ij} 、 β_{ij} ($\alpha_{ij} \leq 1$, $\beta_{ij} \leq 1$, $\alpha_{ij} + \beta_{ij} = 1$; i, j は整数)にて乗算するルックアップテーブル73、74と、このルックアップテーブル73、74の出力を加算して出力する加算器76とを備えている。前記

ラインメモリ68、69は、1ライン毎に交互に書き込まれ、また、拡大・縮小率制御部63からの読み出しクロック信号に同期して読み出されるようになっている。また、前記ラッチ71、72には、前記拡大・縮小率制御部63からのラッチクロックと同期した信号のみ蓄積される。このラッチ71、72に蓄えられた信号は、前記拡大・縮小率制御部63から次のラッチクロックが送られるまで、保持され続ける。前記ラッチ71、72の出力は、ルックアップテーブル73、74で、補間係数 α 、 β にて乗算される。この補間係数 α 、 β は、前記拡大・縮小率制御部63からの係数切換信号によって画素毎に切換えられるようになっている。

また、第1の画像縮小部61又は第2の画像縮小部62の一例を第11図を使って説明する。

固体撮像素子18より得られた1フレーム分の映像信号はフレームメモリ81に蓄積されて、画像縮小率に応じたタイミングで拡大・縮小率制御部63から出力される読み出しクロックに従って必

要な走査線だけ読み出し、走査線の間引きを行う。フレームメモリ81によって垂直方向に間引かれた映像信号はラッチ82に送出される。このラッチ82は拡大・縮小率制御部63から画像縮小率に応じて出力されるラッチクロックに従って映像信号を画素単位で読み出し、映像信号を水平方向に間引くようになっている。ラッチ82によって水平方向に間引かれた映像信号はタイムベースコレクタ(TBC)83によって時間軸補正され、縮小した映像信号が得られる。

第12図は本発明の第4実施例に係り、固体撮像素子の撮像面の説明図である。

本実施例は画素の形状と面積が同じである固体撮像素子86a、86b、86cを用いた例であって、それぞれの固体撮像素子86a、86b、86cは互いに垂直もしくは水平方向にいずれか一方の画素が異なっているが、画素87の形状寸法は共通であって、 $K_h \neq L_h$ あるいは $K_v \neq L_v$ 、 $L_h \neq M_h$ あるいは $L_v \neq M_v$ 、 $M_h \neq K_h$ 又は $M_v \neq K_v$ である。

その他の構成は第1実施例と同様である。

本実施例では画素87がL字形となっており、周辺の画素87と緊密な位置関係にある為に補間して得られる画像は従来の長方形の画素に比べて、より忠実な画像が得られる。また、例えばカラーモザイクフィルタを使用する同時式の撮像装置に本実施例を適用すれば偽色を少なくできる。

また、本実施例では画素87の形状と寸法が同じであるためにどの固体撮像素子86においても信号処理の際に画素87の態度に対する利得の調整を行う必要がなく、各固体撮像素子86より出力される電気信号の信号処理は画素数の変化に対する調整を行うだけで信号処理を行うことができる。

なお、固体撮像素子86の画素の形状は他の形状でも良く、円、八角形等でも良い。

第13図および第14図は本発明の第5実施例に係り、第13図は補色系の色分離フィルタの配列を示す説明図、第14図は内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施例は固体撮像素子91の前面に色分離フィルタ92を配した同時式電子内視鏡93に本発明を適用したものである。

上記内視鏡93は細長の挿入部94の先端側に結像用の対物レンズ系96が設けられており、この対物レンズ系96の焦点面にドライバ回路97によって駆動される固体撮像素子91が配設されている。

前記挿入部94内には照明光伝送手段としての可撓性のファイババンドルで形成されたライトガイド98が挿通されている。このライトガイド98は内視鏡93より延出されて光源部99に接続されている。この光源部99は光源ランプ101の白色光をコンデンサレンズ102によって集光し、ライトガイド98の入射端面に照射するようになっている。前記光源部99からの照明光はライトガイド98を経て、このライトガイド98の出射端面から出射されて配光レンズ系103を経て被写体を照明する。

上記被写体からの反射光は対物レンズ系96に

よって前記固体撮像素子91に至り、光学像を結像するようになっている。固体撮像素子91の出力信号は信号処理部104内のプリアンプ106で増幅され、ローパスフィルタ(LPF)107、108、バンドパスフィルタ(BPF)109に供給される。固体撮像素子91の読出し周波数が7.16MHzである場合、LPF107、108の通過帯域はそれぞれ3MHz、0.5MHzであり、BPF109の中心周波数は3.58MHz、帯域幅は約1MHzである。色分離フィルタ92の色配列は第13図のようになっているので、各ライン毎に $(Cy + Ye) + (Mg + G) - (B + G + R + G) + (R + B + G) = 2R + 3G + 2B$ の成分の輝度信号が得られる。LPF107、108からはそれぞれ広帯域輝度信号 Y_H 、狭帯域輝度信号 Y_L が得られる。LPF107から出力された広帯域輝度信号 Y_H は、複合映像信号回路111に入力される。また、BPF109の出力は復調回路112、LPF113を介して加減算回路114に入力される。復調回路112では偶数

列の出力が奇数列の出力を減算して次のような色差信号を交互に出力している。ここで、色差信号としては第13図でnラインと表されている一方のラインでは $(Cy + Mg) - (Ye + G) = (B + G + R + B) - (R + G + G) = 2B - G$ 信号が得られ、n+1ラインと表されている他方のラインでは $(Ye + Mg) - (Cy + G) = (R + G + R + B) - (B + G + G) = 2R - G$ 信号が得られる。ここで得られる $2B - G$ 及び $2R - G$ 信号は、それぞれ $B - Y$ 、 $R - Y$ と等価なものである。なお、LPF108から出力される狭帯域輝度信号 Y_L も加減算回路114に入力される。複合映像信号を得るために必要な色差信号は $R - Y$ 、 $B - Y$ 信号であるので、加減算回路114は色差信号と狭帯域輝度信号 Y_L に適当な係数を掛けて、これらを加算して色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ を出力する。ここで、復調回路112は1ライン毎に色差信号 $2R - G$ 、 $2B - G$ を交互に出力しているので、加減算回路114からも1ライン毎に色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が交互に出力さ

れる。そのため、加減算回路114の出力信号が1H(1水平走査期間)遅延回路116、ライン切換回路117を用いて同時化される。すなわち、各ラインの色差信号が1H期間遅延され、次のラインの色差信号とともにライン切換回路117から出力される。このライン切換回路117から出力される色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が変調回路118で変調(3.58MHz)され色副搬送波信号が生成され、この色副搬送波信号は前記複合映像信号回路111に供給される。複合映像信号回路111はこの色副搬送波信号と、LPF107から出力される広帯域輝度信号 Y_H と、同期信号に基づいて複合映像信号を発生する。

前記復調回路112と加減算回路114は映像信号処理制御手段24から内視鏡93に設けられた固体撮像素子91に適したタイミング信号が入力されており、複合映像信号回路111はこの映像信号制御手段24から同期信号を入力されている。復調回路112ではこのタイミング信号に基づいて減算を行って色差信号を出力し、加減算回

路114では、このタイミング信号に基づいて色差信号と狭帯域輝度信号 Y_L とを加算している。

また、映像信号制御手段24は第1実施例で述べたスコープ判別回路26から内視鏡93に設けられた固体撮像素子91の画素構成に関する情報信号を入力されて、この固体撮像素子91の画素構成に適した前記タイミング信号と同期信号とを出力するようになっている。更に、スコープ判別回路26には内視鏡93に設けられた固体撮像素子91の画素構成を示す抵抗値である抵抗Rが接続され、この抵抗値によって画素構成を判別するようになっている。

本実施例は同時式の撮像方式の内視鏡に本発明を適用したものであり、上記のように構成することによって第1実施例と同様の効果を得ることができる。

第15図ないし第17図は本発明の第6実施例に係り、第15図は光学式内視鏡に外付けTVカメラを装着した内視鏡装置の説明図、第16図は外付けTVカメラの画素構成検知手段の説明図、

第17図は他の外付けTVカメラの画素構成検知手段の説明図である。

本実施例は光学式内視鏡に装着される外付けTVカメラに本発明を適用したものである。

第15図において、光学式内視鏡121の操作部122の後端部に設けられた接続部123には例えば第1実施例で述べた画素構成である固体撮像素子18aを有する外付けTVカメラ124が着脱自在に装着されている。この外付けTVカメラ124は後端部より延出した信号用ケーブル126によってカメラコントロールユニット127に接続されている。また、操作部122の側部より可撓性のユニバーサルケーブル128が延出して、光源装置129と接続するようになっている。光源装置129より出力された照明光はユニバーサルケーブル128内を導通されたライトガイド131内を伝送されて光学式内視鏡121の先端部より射出して被写体を照明する。被写体からの戻り光はイメージガイド132内を伝送され接続部123に被写体像を伝送する。この被写体像は

設けられている。

第16図において、外付けTVカメラ124のコンネクタ138には前記抵抗R1の両端に接続されたピン139、139が後方に突設されている。このピン139はコンネクタ138とカメラコントロールユニット127が接続されると、このカメラコントロールユニット127に設けられたピン受け141、141と電気的に接続できるようになっている。ピン受け141、141には第1実施例で述べたスコープ判別回路26と同様の構成であるカメラ判別回路149が接続されており、外付けTVカメラ124に設けられた固体撮像素子18aの画素構成を判別するようになっている。カメラ判別回路149から出力された画素構成検知信号はカメラコントロールユニット127に設けられた第1実施例で述べた映像処理制御手段24に入力されるようになっている。映像処理制御手段24はカメラ判別回路149からの画素構成検知信号により画像拡大部58、59や画像縮小部61、62等に制御信号を送出するようになっ

外付けTVカメラ124内に設けられた固体撮像素子18aの撮像面に結像レンズによって結像される。結像した光学像は光電変換されて電気信号として信号処理回路134に入力される。信号処理回路134によって生成された画像信号は信号用ケーブル126内を導通された複数の信号線136によってカメラコントロールユニット127に送出される。なお、この信号用ケーブル126内にはカメラコントロールユニット側から外付けTVカメラ124に電源の供給を行うことができる図示しない複数の電源線も導通されている。

前記カメラコントロールユニット127では画像信号を例えばNTSC複合映像信号に変換して、このNTSC複合映像信号はTVモニタ137に出力され、画面上に被写体像を表示する。

ところで外付けTVカメラ124の信号用ケーブル126の端部に設けられ、カメラコントロールユニット127に接続自在なコンネクタ138にはこの外付けTVカメラ124の固体撮像素子18aの画素構成を示す信号を発生する抵抗R1が

ている。

なお、第17図のように画素構成検知手段23を構成してもよい。

同図において、第1の外付けTVカメラ124aのコンネクタ138の後端面にはピン143が突設されている。また、第2の外付けTVカメラ124bのコンネクタ138の後端にはピン143は設けられていない。コンネクタ138が接続自在に接続されるカメラコントロールユニット127にはスイッチ144を構成するスイッチ片146がコイルばね147によってコンネクタ側に付勢されている。このスイッチ片146はコンネクタ138がカメラコントロールユニット127に接続された場合、ピン143に押圧され、コイルばね147の付勢力に抗して接点148、148を接続するようになっている。接点148、148はカメラ判別回路149に接続されており、このカメラ判別回路149はスイッチ144が閉状態であることで第1の外付けTVカメラ124aの接続を検知するようになっている。また、第2の外付け

TVカメラ124bが接続された場合はスイッチ片146は押圧されず、スイッチ144は開状態のままで、カメラ判別回路149は第2の外付けTVカメラ124bの接続を検知するようになっている。

カメラ判別回路149には予め第1の外付けTVカメラ124aと第2の外付けTVカメラ124bの設けられた固体撮像素子の画素構成が記憶されており、どの外付けTVカメラが接続されたかによって、画素構成検知信号を出力するようになっている。

なお、第17図ではピン143を1本とし、2種類の外付けTVカメラを検知するようになっているが、ピン143を複数設けることにより検知できる外付けTVカメラの数、すなわち検知できる画素構成要素の数を多くするにしても良い。

その他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

〔発明の効果〕

以上説明したように本発明によれば、固体撮

像素子の画素構成上の特質を2種類以上の固体撮像素子に関して同一にすることにより固体撮像素子の異なる電子内視鏡を用いて最小限の回路定数の切換えで済み、回路規模を小さくでき、且つコストを安価にすることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第6図は本発明の第1実施例に係り、第1図は固体撮像素子の撮像面の説明図、第2図は映像処理回路の概略図、第3図は電子内視鏡装置全体の説明図、第4図は内視鏡装置のブロック図、第5図は画素構成検知手段の信号発生回路の説明図、第6図は画素構成検知手段の判別回路の説明図、第7図は本発明の第2実施例に係り、固体撮像素子の撮像面の説明図、第8図ないし第11図は本発明の第3実施例に係り、第8図は内視鏡装置のブロック図、第9図は映像処理手段と映像処理制御手段の内部構成のブロック図、第10図は画像拡大部のブロック図、第11図は画像縮小部のブロック図、第12図は本発明の第4実施例に係り、固体撮像素子の撮像面の説明図、第

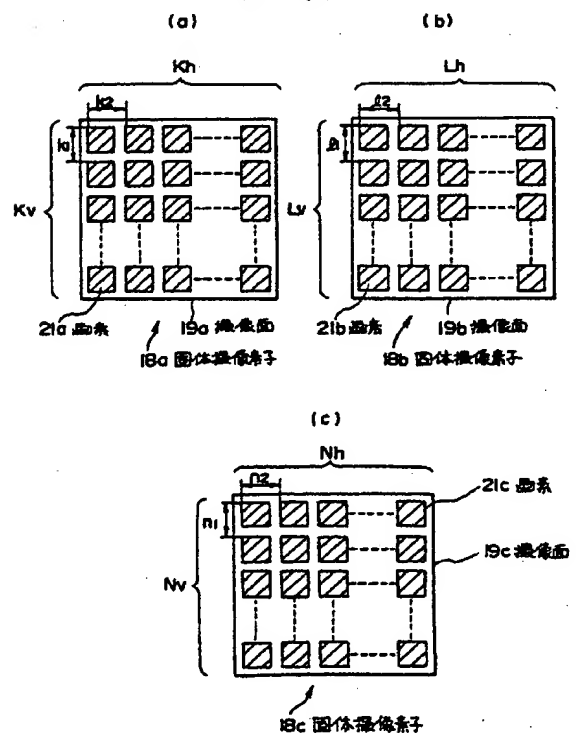
13図および第14図は本発明の第5実施例に係り、第13図は補色系の色分離フィルタの配列を示す説明図、第14図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第15図ないし第17図は本発明の第6実施例に係り、第15図は光学式内視鏡に外付けTVカメラを装着した内視鏡装置の説明図、第16図は外付けTVカメラの画素構成検知手段の説明図、第17図は他の外付けTVカメラの画素構成検知手段の説明図である。

18a. 18b. 18c...固体撮像素子

19a. 19b. 19c...撮像面

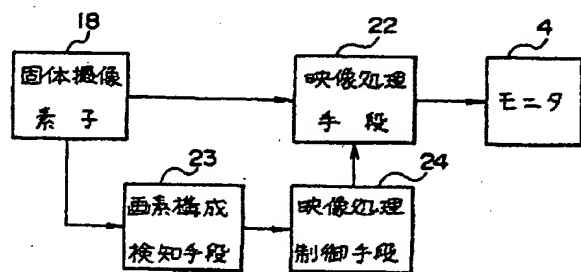
21a. 21b. 21c...画素

第1図

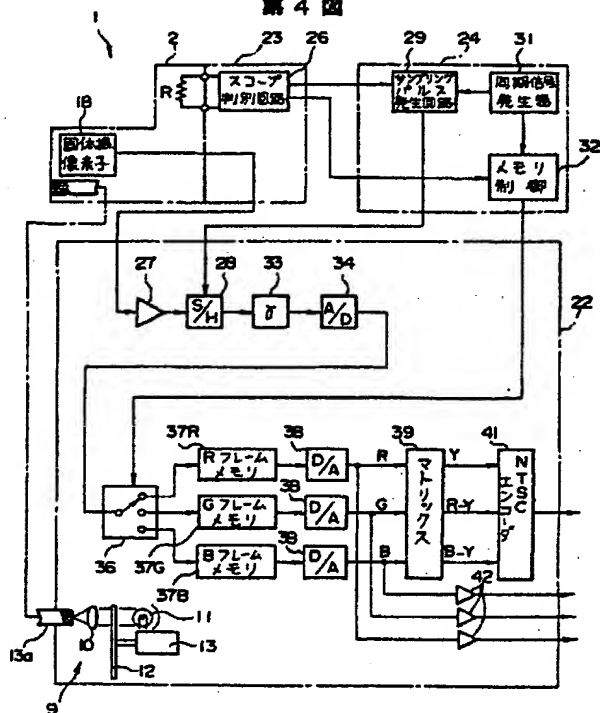


代理人 弁理士 伊 藤 池

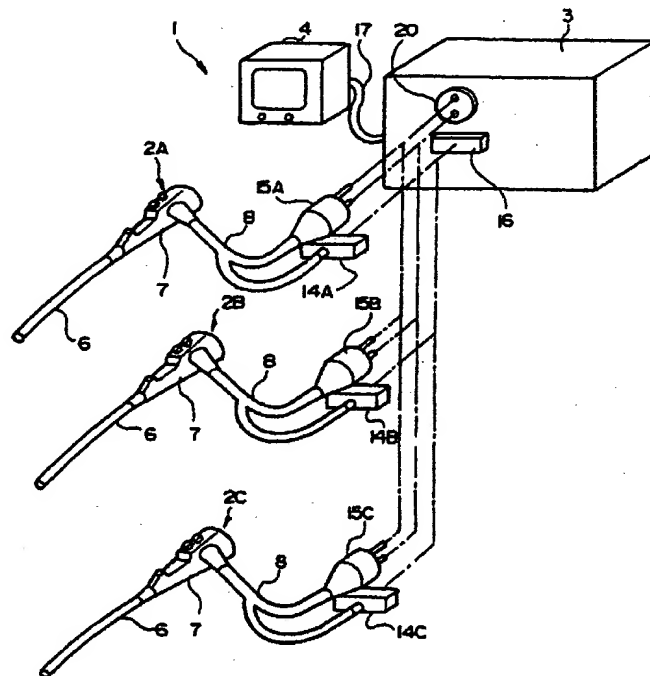
第 2 圖



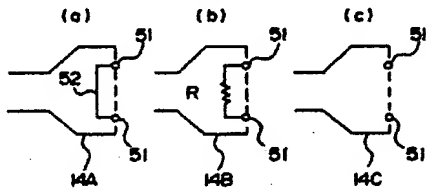
第 4 圖



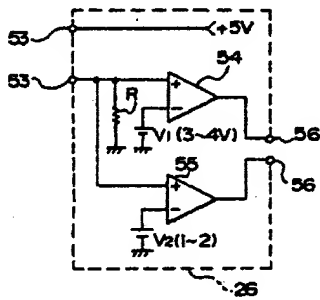
第 3 圖



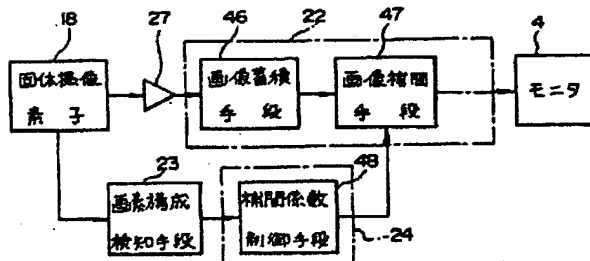
第5図



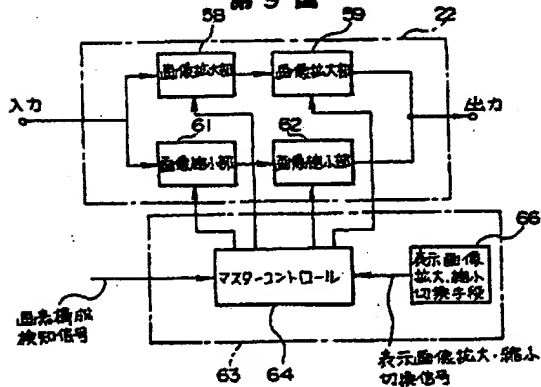
第6図



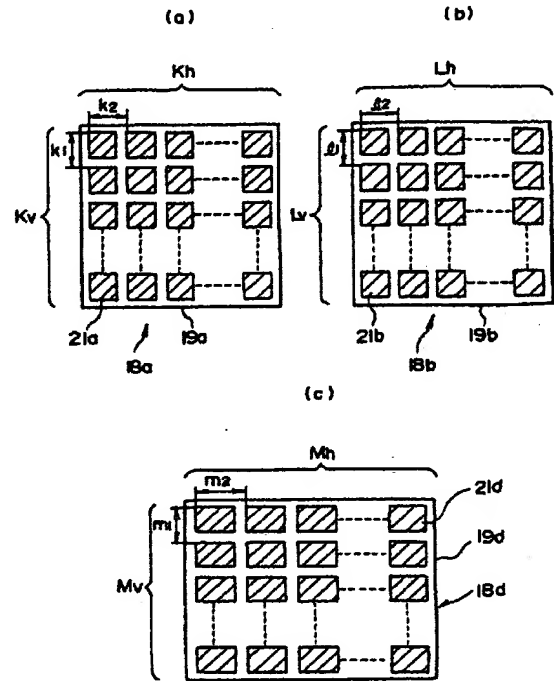
第8図



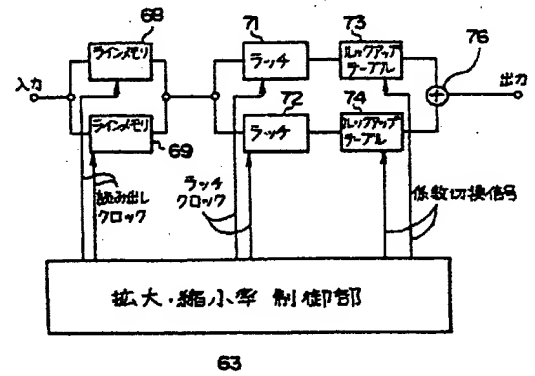
第9図



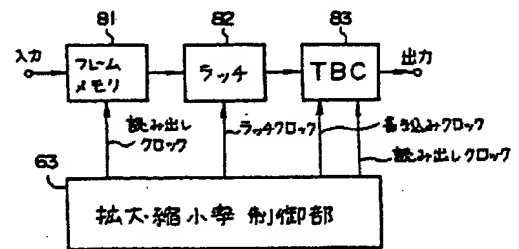
第7図



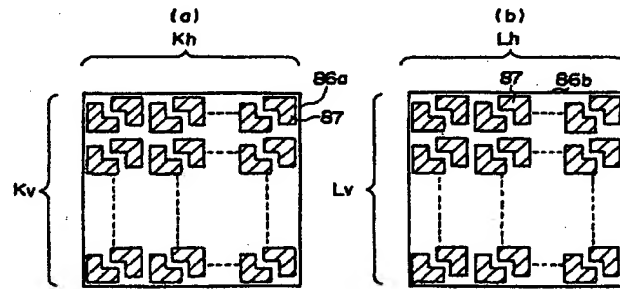
第10図



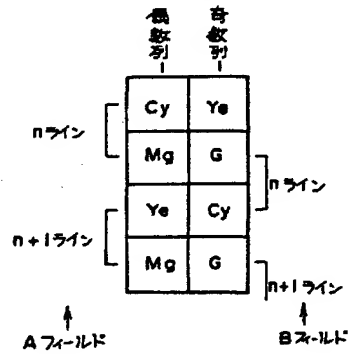
第11図



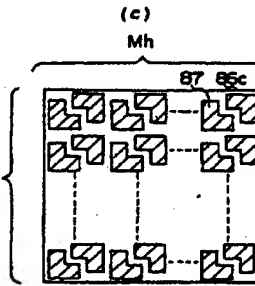
第 12 圖



第 13 圖



第12圖



第14圖

